

슬관절 근육만을 이용한 FES 사이클링 : 컴퓨터 시뮬레이션 연구

엄광문*, 김철승#, 하세 카즈노리**

Implementation of FES Cycling using only Knee Muscles : A Computer Simulation Study

Gwang-moon EOM*, Chul-seung KIM#, Kazunori HASE **

ABSTRACT

The purpose of this study is to generate cycling motion for FES (functional electrical stimulation) using knee muscles only. We investigated the possibility by simulation. The musculoskeletal model used in this simulation was simplified as 5-rigid links and 2 muscles (knee extensor and flexor). For the improvement of the present feedforward control in FES, we included feedback path in the control system. The control system was developed based on the biological neuronal system and was represented by three sub-systems. The first is a higher neuronal system that generates the motion command for each joint. The second is the lower neuronal system that divides the motion command to each muscle. And the third is a sensory feedback system corresponding to the somatic sensory system. Control system parameters were adjusted by a genetic algorithm (GA) based on the natural selection theory. GA searched the better parameters in terms of the cost function where the energy consumption, muscle force smoothness, and the cycling speed of each parameter set (individual) are evaluated. As a result, cycling was implemented using knee muscles only. The proposed control system based on the nervous system model worked well even with disturbances.

Key Words: cycling motion(사이클링 동작), neuronal model(신경계 모델), sensory feedback(감각 피드백), genetic algorithm(유전적 알고리즘), cost function(비용함수), SCI patient(척수 손상환자)

1. 서론

인체의 모든 운동은 근육의 수축으로 이루어지며 이 근육의 수축은 신경계의 지배에 의해 다양한 형태로 나타난다. 척수 손상(spinal cord injury: SCI) 환자에서는 중추 신경계(central nervous

system: CNS)의 원심성 및 구심성 경로가 차단되어 자의적 운동 생성이 불가능하다 (Fig. 1). 이로 인하여 SCI 환자들에서는 근육의 축소, 골밀도 저하, 심폐기능 약화, 자신감 상실 등 많은 육체적 정신적인 부작용이 나타난다.¹ 이러한 부작용을 예방할 수 있는 가장 적극적인 방법으로서 FES

접수일: 2004 년 1 월 5 일; 게재승인일: 2004 년 5 월 7 일

* 건국대학교 의공학부

교신저자: 건국대학교 의공학부

E-mail gmeom@kku.ac.kr Tel. (043) 840-3764

** 일본 나고야대학교 기계공학과

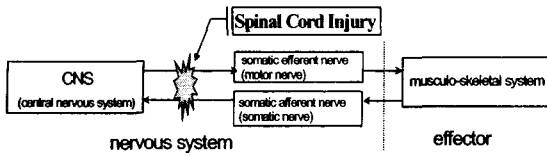


Fig. 1 Mechanism of the body motion

(functional electrical stimulation) 를 이용한 재활 운동이 있다. FES 재활에는 서기, 걷기, 사이클링 등이 있는데, 본 연구에서는 이 중에서 안전성과 편의성이 가장 뛰어난 FES 사이클링을 대상으로 한다.

지금까지 임상에서 적용되고 있는 FES 시스템은 단순한 on/off 제어 방식 혹은 미리 정해진 자극 패턴을 이용한 피드포워드 (feedforward) 제어 방식을 채용하고 있다.⁹ on/off 제어의 경우, 일정한 크기(일반적으로 최대)의 자극을 미리 정해 놓고, 이를 on/off 하는 스위치를 환자 혹은 의료진이 조작하여 원하는 동작을 구현한다. 이 방법에서는 통상적으로 최대의 자극만을 사용하기 때문에, 관절의 회전속도가 커서 관절의 물리적인 손상을 유발할 가능성이 높고, 부드러운 동작을 구현할 수 없으며, 최대자극만을 사용하므로 근육이 쉽게 피로한다는 문제가 있다.

자극패턴방식의 경우, 일어서거나, 앉거나, 계단을 오르는 등의 각 동작을 유발하기 위한 자극의 크기의 패턴을 자극기에 저장하고, 환자는 이를 선택하여 시작버튼을 누르면 저장되어 있던 자극 패턴을 바탕으로 자극펄스가 생성되는 방식으로서, on/off 방식보다는 우수하다고 볼 수 있다¹. 그러나, 이 방법에서는 다음과 같은 문제점이 있다. 자극 패턴이 미리 정해지기 때문에 동작 중에 장애물이 나타나는 등 주변 상황이 변화하거나, 환자의 근육 및 골격의 상태가 변화하게 되면 이를 해결할 방법이 없다. 따라서 주변환경 및 환자의 신체 조건에 관한 변수를 피드백하여 자극을 조절할 수 있는 제어기능이 바람직하다.

본 연구에서는 자극패턴방식의 문제를 해결하기 위하여, FES 시스템에 체성감각계를 모방한 피드백 경로를 추가하여 페루프 제어를 설계하였다 (Fig 2). 즉 환자의 근골격계의 현재 상태가 피드백 되어 최적의 자극을 생성하는데 사용된다. 이 시스템을 임상에 적용할 때는, 체성감각계 대신 적절한 센서를 사용하게 된다. 예를 들어, 사이클링

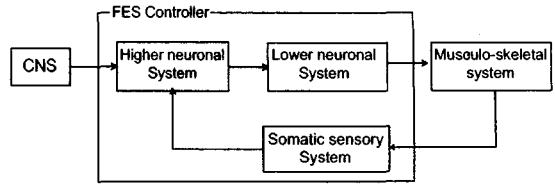


Fig. 2 FES system with somatic sensory feedback

동작중의 관절각도는 크랭크(crank) 각도로부터 추정할 수 있다.

제어방식과는 별도로 FES 표면자극의 근본적인 문제로서, 자극할 수 있는 채널의 수가 한정되어 있고, 표면전극을 사용하여 자극할 수 있는 근육이 한정되어 있다는 문제가 있다. 따라서, 최소한의 근육의 자극만으로 원하는 동작을 재현할 수 있는가가 관심의 초점이 된다. 본 연구에서는 이러한 문제의 해결책으로서, 무릎의 신전과 굴곡을 담당하는 근육만을 이용하여 사이클링 동작을 구현하고자 하였다.

2. 방법

실험에 앞서 체성감각계를 이용한 피드백제어와 슬관절근육만을 이용한 사이클링제어의 실현가능성을 조사하기 위하여, 신경-근-골격계 모델을 사용하여 사이클링의 시뮬레이션을 수행하였다. 여기서, 원하는 동작을 구현하기 위한 제어시스템의 최적의 파라미터를 결정하기 위하여 광역적 최적화(global optimization) 방법중의 하나인 유전적 알고리즘(genetic algorithm)을 사용하였다.

시뮬레이션을 위한 신경계-근골격계 모델은 Fig. 3 과 같이 구현하였다. 실제의 FES 재활에서는 신경계가 제어기, 근골격계가 환자에 해당하게 된다. 신경계는 상위/하위 신경계와 감각피드백으로 구성하였고, 근골격계는 근육과 강체골격으로 구성하였다.

2.1 근골격계 모델

앞서 서술한 바와 같이 최소한의 근육으로 사이클링 동작을 구현하기 위하여, 본 연구에서는 슬관절의 신전근, 굴곡근 만을 사용하기로 하였다. 즉 고관절의 근육을 사용하지 않고, 족관절은 보조구로 고정하였다. 시뮬레이션에 사용할 골격계 모델은 Fig. 4 와 같이 표현되었다. 몸 전체는

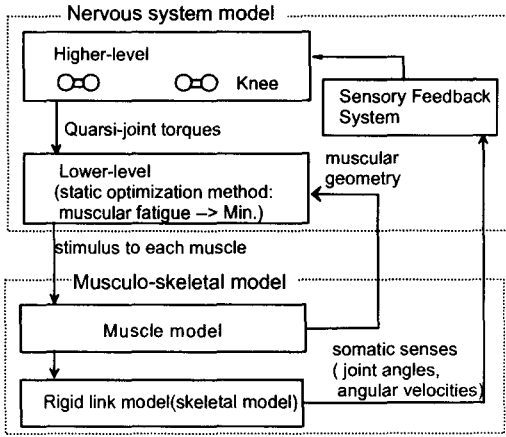


Fig. 3 Neuro-musculo-skeletal system

cycling 운동을 구동하는 주된 부분인 하지를 중심으로 하여 0-4 번의 5 개의 강체 즉, HAT(Head, Arm, Trunk)링크 1 개, 상퇴링크 좌우 2 개, 하퇴와 족부를 1 개의 링크로 설정하여 좌우 2 개로 구성하였다. 고관절과 슬관절은 굴곡과 신전의 1-자유도를 가지는 경첩(hinge)관절로 표현하고, 크랭크는 회전할 수 있는 하나의 링크(5 번링크)로 표현하였다. 관절각도는 Fig. 4 와 같이 상위링크를 기준으로 하여 하위링크의 반시계 방향으로의 각도로 정의하였다. 관절 모멘트의 방향도 관절각도의 방향과 동일하게 정하였다. 따라서, 슬관절의 경우, 양의 관절 모멘트는 굴곡(flexion)모멘트에 해당된다.

각 관절에서는 연부조직에 의한 비선형 점탄성 요소가 식(1)과 같은 수동적 모멘트를 발생하여 관절가동영역(ROM: Range of Motion)을 결정하는 것으로 모델화하였다². 보장구(orthosis)를 사용하여 족관절의 움직임을 구속한 모델을 구현하기 위하여, 족관절의 ROM은 0 으로 설정되었다.

$$n_{p_i} = -k_{i1} \exp(-k_{i2}(q_i - k_{i3})) + \quad (1)$$

$$k_{i4} \exp(-k_{i5}(k_{i6} - q_i)) + k_{i7} \dot{q}_i$$

n_{p_i} : passive moment of the i th joint

k_m : n th coefficient in the i th joint

q_i : joint angle of the i th joint

사용하는 근육의 수를 최소화하기 위하여 무릎의 신전과 굴곡을 담당하는 근육 중 슬와근

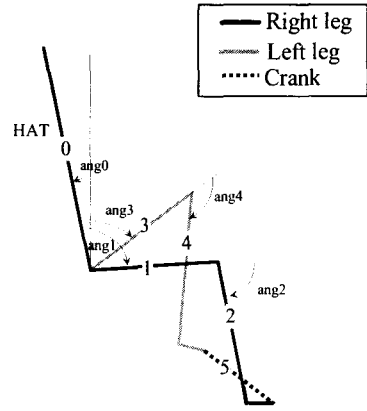


Fig. 4 Skeletal model

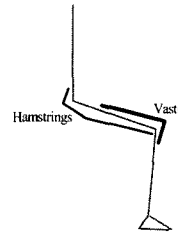


Fig. 5 Muscle model

Hamstrings: muscle group of biceps femoris, semitendinous, and semimembranosus, Vasti: muscle group of vastus lateralis, vastus medialis and vastus intermedius

(Hamstrings)과 슬전근(Vasti)이 사용되었다(Fig. 5). 근육의 모델에는 근육의 수축력이 근육의 길이 및 수축속도에 의존하는 특성을 포함하였다.¹⁰ 각 근육의 질량과 모멘트 팔(moment arm) 및 골격계의 파라미터는 문헌¹¹을 참조하였다.

Fig. 6 에 본 연구에서 구현한 재활용 싸이클 모델과, 모델작성의 기준으로 한 실제의 싸이클을 나타낸다. 싸이클 모델의 파라미터는 안장에서 크랭크 중심까지의 거리, 시트 튜브(seat tube)와 수직 선과의 각도(seat tube angle: STA), 그리고 크랭크의 길이이다.^{3,4} 본 연구에서 사용한 자전거 모델은 HIMSTM (CODISOFT Inc., Fig. 6(b))를 기본으로 구현되었다. 크랭크 각도는 오른발이 접하는 크랭크 축의 최상점(top dead center)을 기준으로 한 반시계 방향의 각도로 정의하였다. 크랭크에 걸리는 부하는 정토크(constant torque) 부하로 하여 HIMS 의 마

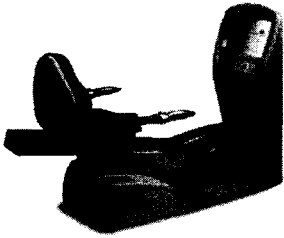
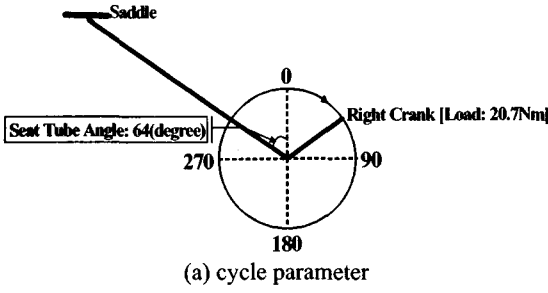


Fig. 6 Cycle model

찰력과 geometry 로부터 환산한 20.7Nm 의 부하를 사용하였고, 목표로 하는 운동 속도는 60rpm 으로 하였다.

2.2 신경계 (제어 시스템) 모델

신경계는 Fig. 3 과 같이 관절별 운동명령을 발생하는 상위신경계, 관절별 운동명령을 근육으로 분배하는 하위신경계, 그리고 근육 및 관절의 상태를 피드백 하는 감각피드백 시스템 (sensory feedback system)로 구성하였다.

상위신경계는 운동에 관여하는 주기적인 운동명령을 생성하는 시스템으로서, 그 구성요소는 신경진동자 (neural oscillator)라고 불리며 그 존재가 생리학적 실험 및 모델 시뮬레이션으로 입증된 바 있다^{12,13}. 본 연구에서는 신경진동자에서 신경의 피로에 관여하는 뉴런을 생략하여, Fig. 7 과 같은 신경 1 관절당 1 개의 뉴런쌍으로 표현하였다. 본 연구에서는 슬관절 근육만을 사용하여 싸이클링을 구현하고자 하므로, 양쪽 슬관절의 운동명령을 발생하기 위해 좌우 슬관절 각각 1 개의 뉴런쌍을 사용하였다. 1 개의 뉴런쌍을 구성하는 2 개의 뉴런은 Fig. 7 과 같은 상호억제(mutual inhibition) 구조를 가지며, 감각신경계로부터의 피드백 신호 $feed_i$ 를

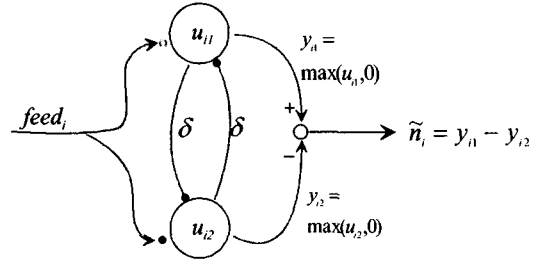


Fig. 7 Structure of a neuron pair

o: excitatory connection, ●: inhibitory connection. See equation (2) for details.

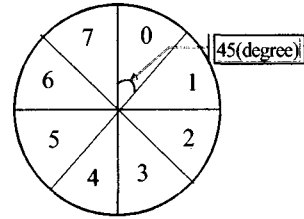


Fig. 8 Phases of cycling motion

Angle of right crank was used for the phase division

각 뉴런에 부호를 반대로 하여 입력하여, 신전/굴곡에 관한 역할을 두개의 뉴런이 분담하도록 하였다. 이 뉴런쌍은 식(2)의 다이내믹스를 통해 운동명령 \tilde{n}_i , 즉 해당 관절의 굴곡 혹은 신전에 관한 명령을 발생하며, 이는 관절 모멘트의 단위를 가진다. 이 뉴런쌍 모델은 근본적으로 입력신호에 대한 1 차 지연(1st order delay)의 성질을 지닌다.

$$\tilde{n}_i = \max(u_{i1}, 0) - \max(u_{i2}, 0) \quad (2)$$

$$\tau_{i1} \dot{u}_{i1} = -u_{i1} + \delta \max(u_{i2}, 0) + feed_i$$

$$\tau_{i2} \dot{u}_{i2} = -u_{i2} + \delta \max(u_{i1}, 0) - feed_i$$

\tilde{n}_i : control command for the joint from the i th neuron pair

$\max(u_{ij}, 0)$: if $u_{ij} \geq 0$ then u_{ij} , else 0

u_{i1}, u_{i2} : internal states (membrane potential) of each neuron

τ : time constant of internal state dynamics

δ : weighting coefficient of interconnection

$feed_i$: feedback signal to the i th neuron pair

하위신경계는 뉴런쌍에서 발생한 관절별 운동 명령 \tilde{n}_i 를 근육에 분배하는 역할을 한다. 구체적으로는, 관절별 운동명령 \tilde{n}_i 를 입력으로 하여 각 근육의 활성화도(activation) a_m 을 출력하는 시스템으로 볼 수 있다. 식(3)에서 어떤 \tilde{n}_i 를 발생하기 위한 각 근육의 활성화도의 조합은 무수히 존재하므로, 이 중에서 근활성도(muscle activation)의 최적한 조합을 찾기 위하여 정적 최적화(static optimization) 방법을 사용하였다. 이 때, 근육의 피로를 최소화하는 근활성도의 조합을 결정하기 위하여, 식 (4)와 같은 구속조건과 평가함수가 사용되었다. 여기서 구속조건은 근활성도가 0 이상이어야 함을 의미하며, 평가함수로서 활성화도의 3 승합을 사용한 것은 근육의 피로가 근스트레스의 3 승에 비례⁵하는 것을 이용한 것이다.

$$\tilde{n}_i = \sum_m a_m r_{im} F_m^{\max} \quad (3)$$

$$a_m \geq 0$$

$$I_{static} = \sum_m a_m^3 \quad (4)$$

a_m : muscle activation

r_{im} : moment arm of the m th muscle at the i th joint

F_m^{\max} : maximum force of the m th muscle

감각 피드백 시스템에서는 근육 및 건(tendon) 등에 존재하는 체성감각계(somatic sensory system)로부터 현재의 자세 및 운동에 관한 정보가 피드백 될 수 있다고 가정하였다. 이 시스템의 출력 $feed_i$ 는 리듬발생 시스템으로 입력되므로, $feed_i$ 는 리듬발생 시스템의 출력과 동일하게 관절 모멘트의 단위를 가진다. $feed_i$ 의 생성에는 식 (5)와 같이 관절의 각도 및 각속도를 이용한 PD 제어를 기본으로 하여, 여기에 현재의 자세 θ 를 유지하기 위한 관절모멘트 $INV_i(0,0,0,R)$ 를 추가하였다.⁶ 앞서 서술한 바와 같이 리듬발생 시스템은 기본적으로 1 차 지연 시스템이므로, $feed_i$ 가 리듬발생 시스템의 출력인 관절별 운동명령을 결정하는데 큰 역할을 하게 된다.

$$feed_i = -k_i(\theta_i - p_i) - c_i\dot{\theta}_i + INV_i(0,0,0,R) \quad (5)$$

$feed_i$: feedback signal to the i th neuron pair controlling the i th joint

k_i, c_i : proportional and derivative coefficients ($k_i, c_i > 0$)

$\theta_i, \dot{\theta}_i$: joint angle and angular velocity of i th joint

p_i : equilibrium point (angle) of the i th joint

$INV_i(0,0,0,R)$: function of inverse dynamics calculating the joint torque for i th joint as output with zero angular acceleration vector, zero angular velocity vector, current angle vector, and current pedal reaction force vector R as inputs.

식(5)에서 각 관절각도의 목표치(p_i) 및 미분 비례 상수(k_i, c_i)는 크랭크의 각도에 따라 다르게 설정되었다. 즉, Fig. 8 과 같이 오른쪽 크랭크 각도를 기준으로 하여 영역(phase)을 구분하였으며, 각 영역당 p_i, k_i, c_i 의 파라미터를 결정하여 영역별로 적절한 제어신호가 발생되도록 하였다. 최적한 파라미터는 아래에서 서술하는 탐색 알고리즘을 사용하여 탐색하도록 하였다.

3. 탐색 알고리즘 및 평가 함수

효율적인 사이클링 동작을 구현하기 위해서는, 신경쌍에서 사용되는 τ 와 감각피드백 시스템에서 사용되는 파라미터 p_i, k_i, c_i 가 매우 중요한 요소이다. 이러한 파라미터를 최적화하기 위하여 유전적 알고리즘(genetic algorithm)을 사용하였다. 본 연구에서는 신경계 파라미터 벡터를 하나의 개체로 표현하고 랜덤하게 초기 개체군을 생성한 후 진화 작업을 수행하였으며, 개체군내의 개체의 개수는 100 개로 하였다. 진화에는 연속세대 알고리즘¹⁴을 사용하였으며, 100,000 번 진화를 반복하였다.

진화의 정도를 평가하기 위한 비용지수로서 (6) 식을 사용하였다. 이 비용지수는, 세가지 항목, 즉, 외부 측 사이클링 에르고미터(ergometer)에 행한 일(E)과, 근력의 패턴의 시간변화율을 나타내는 평균 근력변화량(S), 실제 사이클링의 속도의 기준속도에 대한 편이율(D)의 가중합(weighted sum)으로 구성하였다. 따라서, 에르고미터에 많은 일을 하고, 근력의 시간패턴이 smooth 하고, 사이클링 속도가 기준속도에 가까울수록 비용지수는 낮게 산출된다.

본 연구에서는 가장 최소한의 에너지를 이용하여 급격한 근력의 변화가 적고 60rpm의 속도로 운동하는 개체를 탐색하였다. 비용지수의 평가를 위해서 각 개체의 사이클링은 4 주기 동안 시뮬레이션을 행하였으며, 이 중 2~3 주기의 데이터만을 비용지수의 계산에 사용하였다.

$$I_{dynamic} = E - \omega S - \zeta D \quad (6)$$

$$E = \min(W, W_{max})$$

$$S = \frac{1}{T} \sum_m \frac{1}{A_m} \int |\dot{F}_m| dt$$

$$D = (c - c_d)^2$$

- $I_{dynamic}$: cost index in the parameter search process
- E : index evaluating the external power
- S : smoothness index; a small S implies a smooth muscular force change with time
- D : deviation from the desired cycling frequency
- ω and ζ : weighting coefficients
- W : external power to the ergometer
- W_{max} : predetermined maximum value of the external power
- T : period of the simulated cycling
- A_m : physiological cross-sectional area
- \dot{F}_m : derivative of the muscular tensions
- c and c_d : calculated and predetermined target number of rotation per minute

유전적 알고리즘의 계산은 계산량이 매우 많고 한번의 진화과정에서 모든 개체에 대한 운동 시뮬레이션을 바탕으로 한 평가를 수행해야 하므로, 각 개체에 대한 계산을 복수의 클라이언트 컴퓨터에 분배하여 계산하고, 각 개체의 비용지수를 바탕으로 진화의 계산은 서버가 수행하는 병렬처리가 바람직하다. 본 연구에서는 리눅스(Linux)의 병렬 클러스터링 기술을 이용한 베어울프(beowulf) 시스템(Fig. 9)을 사용하여 계산을 수행하였고, 100,000 번의 연속세대 진화에는 약 24 시간이 소요되었다.

4. 결 과

GA 가 탐색한 최종적인 신경계 파라미터로 시

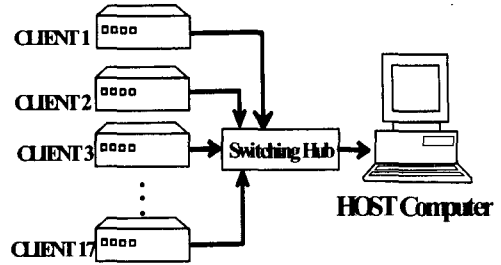


Fig. 9 Clustered Beowulf system

뮬레이션 한 결과 화면과 근육의 활성도를 각각 Fig. 10 와 Fig. 11(a)에 나타낸다. 정상적인 사이클링이 생성되었고, Fig. 11(a)에서와 같이 주로 무릎의 신전근이 사용되었으며, 굴곡근은 매우 미약한 활동을 하고 있는 것을 알 수 있다. 이러한 결과는 시행착오(trial-and-error)적인 방법으로 FES 사이클링을 구현한 실험결과⁹와 일치하는 것이다. 오른쪽 하지의 신전근은 0~2 영역에서 활성화되며, 주로 0~1 영역 즉, 족부가 수평선의 위쪽에 있을 때 그 활성도가 큰 것을 알 수 있다. 오른쪽 슬관절의 굴곡근(슬와근)은 phase3~4의 경계영역에서 주로 활동하는데, 이는 오른쪽 슬전근의 활동영역인 0~3phase와 왼쪽 슬전근의 활동영역인 4~6phase의 중간영역에서 그 천이를 담당하는 것으로 보인다. 이러한 좌우 슬관절 근육의 활성도는 180°의 위상차를 두고 동일한 패턴이 생성되었다.

Fig. 11(b)에 1 주기동안의 오른쪽 하지의 슬관절 모멘트, 슬관절 각도, 고관절 각도, 그리고 크랭크의 속도를 나타낸다. 왼쪽 하지의 데이터는 180°의 위상차를 두고 오른쪽 하지와 동일하게 나타났으므로 생략하였다.

슬관절의 경우, 안장튜브(seat tube)의 연장선인 약 120°에서 최대 신전이 되고, 크랭크가 안장튜브를 지나는 각도(약 300°)에서 최대 굴곡이 된다. 이는 안장튜브의 각도(STA)가 슬관절의 굴곡과 신전영역을 결정하는 중요한 요소로 작용한다는 것을 의미한다. 또한, 슬관절에서는 Fig. 11과 동일하게 주로 무릎의 신전 모멘트를 이용하여 운동을 생성하고 있는 것을 확인할 수 있다. 슬관절 신전 모멘트는 Fig. 8의 0~1 phase에 집중되어 있으며, 굴곡 모멘트는 3~4의 경계 영역에 집중되어 있다.

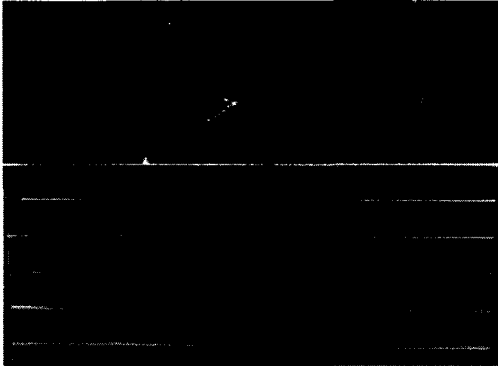
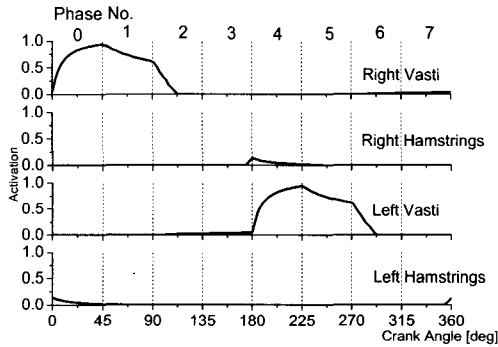
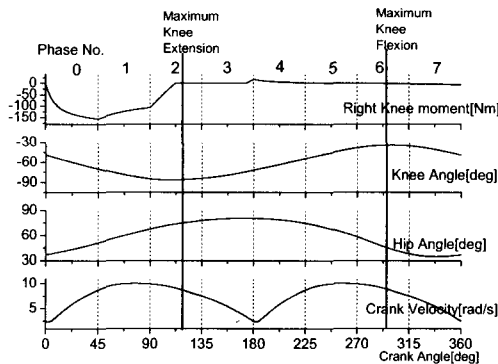


Fig. 10 Simulation screen



(a) Muscle activation pattern



(b) Mechanical variables of right knee and crank velocity

Fig. 11 Simulation results with no disturbance

고관절의 경우, 최대신전은 크랭크각 0 도 부근 최대굴곡은 크랭크각 180 도 부근에서 발생하였는데, 이는 고관절의 굴곡 신전이 주로 크랭크 각도에 의해 결정되는 것을 의미한다.

5. 고찰

Fig.12 은 사이클링 동작 중에 슬관절의 각 근육이 활성화된 영역을 나타낸다. 운동은 주로 슬관절 신전근의 활동에 의해 이루어지고 있으며, 슬관절의 굴곡근은 이를 보조하는 역할만을 수행하고 있다. 오른쪽 슬관절의 신전근은 0~2 phase, 즉, 하지의 중력이 크랭크를 회전시키는 방향으로 작용하는 영역에 집중되어 있다. 이것은 중력에 의한 수동적 모멘트와 슬관절 신전근에 의한 능동적 모멘트를 일치시키려는 책략이 사용된 것으로 판단된다.

오른쪽 슬관절의 굴곡근은 phase 3 과 phase 4 의 경계 부근에서 가장 큰 활성도를 보이고 있다. 일단 phase4 에 진입하게 되면 왼쪽 슬관절 신전근이 활동하여 크랭크의 회전을 지속할 수 있다. 그러나, Fig.11 (b)와 같이 phase3 과 phase4 의 천이부분에서는 크랭크의 속도가 작아서 phase4 로의 천이가 용이하지 않다. 따라서, 오른쪽 슬관절이 굴곡 모멘트를 발생하여 phase 3 에서 phase 4 로의 천이를 보조하고자 하는 책략이 사용된 것으로 판단된다. 실제로 크랭크의 회전속도는 Fig. 11(b)와 같이 phase 3~4 의 경계에서 최소이다. 이러한 근육의 활성화도 패턴은 정상인의 사이클링 운동시의 근전도 패턴^{8,15} 과도 정성적인 일치를 보이고 있다.

본 연구에서 제안한 제어시스템의 강건도 (robustness)를 확인하기 위하여 운동 중 외란 (disturbance)을 인가하여 제어성능을 평가하였다. 외란은 정상적인 크랭크 부하인 20.7Nm 에서 벗어난 부하로 설정하였다. 크랭크 각도 40-45° 구간에서 외란을 가하였고, 외란은 0Nm 와 100Nm 의 두 가지 종류를 사용하였다. Fig. 13 에서 외란을 극복하고 사이클링 제어가 이루어지고 있는 것을 확인할 수 있다. 특히, 외란 구간에서 부하가 0Nm 로 감소하였을 경우 슬와근의 활동이 전혀 보이지 않는 반면, 100Nm 로 부하가 증가하였을 때는 슬관절 굴곡근의 활성도가 커지는 것을 확인할 수 있다. 또한, 부하가 감소할 경우 크랭크 속도의 최소치가 커지고(Fig.13 (a)), 부하가 증가할 경우 크

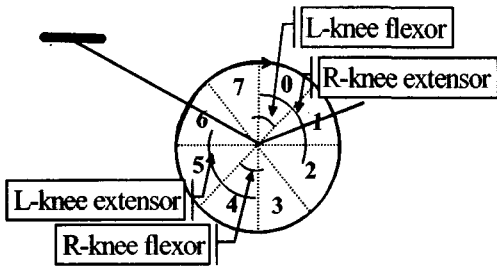


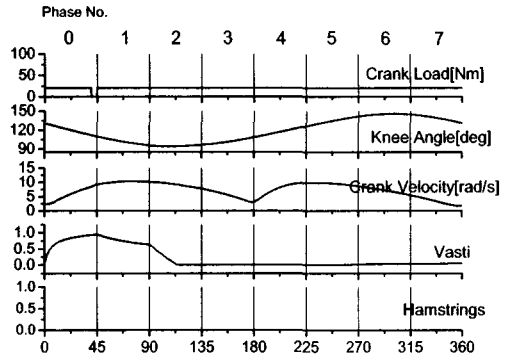
Fig. 12 Activation region of knee muscles

크랭크 속도의 최소치가 감소(Fig.13(b))하는 것을 확인할 수 있다. 본 연구에서 사용한 제어시스템은 기본적으로 관절각도를 바탕으로 한 PD 제어기이므로, 크랭크 속도의 최소치가 크면 (슬관절의 각속도의 최소치도 크면) 식(5)의 PD 제어기의 미분항($-c\dot{\theta}$)이 슬관절 굴곡 모멘트를 억제하는 방향으로 작용하게 된다. 반대로, 부하가 증가할 경우, 크랭크 속도 및 슬관절의 각속도도 작아져 미분항의 슬관절 굴곡 모멘트의 억제가 작아졌고, 결과적으로 슬관절 굴곡근의 활동이 증대한 것이다. 결론적으로, 크랭크 부하의 변화에 따른 관절모멘트 및 근활성도의 제어를 제어기가 효과적으로 수행한 것으로 볼 수 있다.

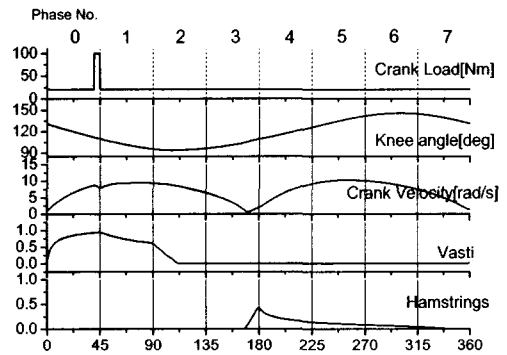
본 연구에서 제안된 방법의 임상적용은 다음과과 같은 절차를 통해 가능할 것으로 사료된다. 우선, 본 연구에서 제안된 신경계를 기반으로 한 제어기를 범용 컴퓨터 혹은 마이크로 컴퓨터로 구현해야 한다. 또한, 제어기의 입력이 되는 관절의 각도와 각속도는 크랭크 각도로부터 환산이 가능하므로, 크랭크 각도 및 각속도를 측정하여 제어기로 피드백 할 수 있는 시스템을 마련해야 한다. 마지막으로 제어기의 실시간 출력을 입력 받아 이에 합당한 자극을 발생하는 자극기가 마련되어야 한다. 한걸음 더 나아가, SCI 환자에게 잔존하고 있는 감각기능을 이용한 제어 시스템을 개발할 수 있다면 싸이클링뿐 아니라 다른 모든 FES의 임상적용과 관련연구의 발전에도 큰 도움이 될 것으로 기대된다.

6. 결론

FES cycling 자극 패턴을 생성하기 위하여 근골



(a)



(b)

Fig. 13 Simulation results with disturbances of 0Nm(a) and 100Nm(b): from the top crank load, joint angle of right knee, crank velocity, activation of right knee muscles (Vasti and Hamstrings)

격계 모델을 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 수행 결과로서 다음과 같은 결론을 도출하였다.

- 1) 슬관절 근육만을 이용한 싸이클링 운동이 가능하다.
- 2) 유전적 알고리즘을 사용하여 효율적인 동작을 생성할 수 있는 자극 패턴이 생성되었다.
- 3) 근-골격계 모델 파라미터를 조정하여 환자별 최적의 자극 패턴을 구현할 수 있다.
- 4) 체성 감각계, 즉 환자의 상태를 피드백 하여 페루프 제어의 설계가 가능하다.

위의 결론을 바탕으로 임상적용시 하지 마비 환자의 재활에 큰 도움이 될 수 있을 것이다.

후 기

이 논문은 한국과학재단 목적기초사업(No. R01-2002-000-00192-0)의 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

1. Alojz, Kralj, Tadej, Bajd, Gon, Khang, Functional Electrical Stimulation, Ryomoongak, 1995.
2. Davy, D.T., Audu, M.L., "A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait," J. Biomechanics, Vol. 20, pp. 187-201, 1987.
3. Benjamin, J. Fregly, Felix, E. Zajac, Christine, A. Dairaghi, "Crank inertial load has little effect on steady state pedaling coordination," J Biomechanics, Vol. 29, No. 12, pp. 1559-1567, 1996.
4. Christine, C. Rasch, Felix, E. Zajac, Baoming, Ma, William, S. Levine, "Muscle coordination of maximum speed pedaling," J Bio mechanics, Vol. 30, No. 6, pp. 595-602, 1997.
5. Crowninshield, R. D., Brand, R. A., "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion," J. Biomechanics, Vol. 14, pp. 793-801, 1981.
6. Kazunori, Hase, Motoshi, Kaya, Nobutoshi, Yamazaki, Brian, J. Andrews, Amy, B. Zavatsky, Suzanne, E. Halliday, "Biomechanics of rowing (1. a model analysis of musculo skeletal loads in rowing for fitness," JSME Internatinal Journal Vol. 45, No. 4, pp. 1073-1081, 2002.
7. Goldberg, D. E., Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning, Addison Wesley, 1989.
8. Brown, D.A., Kautz, S.A., Dairaghi, C.A., "Muscle activity patterns altered during pedaling at different body orientations," J. Biomechanics, Vol. 29, No. 10, pp. 1349-1356, 1996.
9. Mulder, A. J., Hermens, H. J., Janssen, F., Zilvold, G., "A low-cost FES exercise bicycle for training paraplegics at home," Journal of Medical Engineering & Technology, Vol. 13, No. 1/2, pp. 90-92, 1989.
10. Hatzc, H., Buys, J. D., "Energy-optimal controls in the mammalian neuromuscular system," Biol. Cybern., Vol. 27, pp. 9-20, 1977.
11. Winters, J. M., Woo, S.L., "Multiple muscle system," Springer Verlag, 1990.
12. Grillner, S., "Locomotion in vertebrates: Central mechanisms and reflex interaction," Physiological Reviews, Vol. 55, pp.367-371, 1975.
13. Taga, G., Yamaguchi, Y., Shimizu, H, "Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment," Biological Cybernetics, Vol. 65, pp. 149-157, 1991.
14. DeJong, K., "An analysis of the behavior of a class of genetic adaptive systems," Ph.D. Thesis, University of Michigan, 1975.
15. Raasch, C.C., Zajac, F.E., Ma, B., Levine, W.S., "Muscle coordination of maximum-speed pedaling," J. Biomechanics, Vol. 30, pp.595-602, 1997.